

English Abstract for FR 2257312

Subaccount 04644-150001

File Searched

Selected file: WPAT

Welcome to Derwent World Patent Index, (c) Derwent Information Ltd

UP (basic) , UE (equiv) , UA (poly) , UB (chem) updates thru 2004-16

US Patent Applications are in 11 digit format: USYYYYNNNNNNN/pn

New: Additional Polymer Indexing Codes will be implemented from
update 2004-03. The Time Range Code will also change from 018 to 2004.

SDIs using the Time Range Code will need to be updated.

For further details: <http://thomsonderwent.com/chem/polymers/>

Last database update : 2004/03/06 (YYYY/MM/DD)

1 / 1 WPAT - ©Thomson Derwent

Accession Nbr :

1975-L8631W [44]

Title :

Electromedical heart treatment appts. - generates electric field between
peripheral electrode and one implanted in heart cavity

Derwent Classes :

P34 S05

Patent Assignee :

(ZACO/) ZACOUTO F

Nbr of Patents :

1

Nbr of Countries :

1

Patent Number :

FR2257312 A 19750912 DW1975-44 *

Priority Details :

1974FR-0001383 19740116

IPC s :

A61N-001/36

Abstract :

FR2257312 A

The cardiac treatment apparatus is intended for treatment of fibrillation, tachycardia etc. and has one or more central electrodes for implantation in a ventricular or auricular cavity, and one or more peripheral electrodes for mounting at a distance from the patient. An electrical field is generated between the two types of electrodes. If several peripheral electrodes are used, these can be arranged in a circle round the central one with switches between them and the supply source, so that some of them can be energised in succession in a selected pattern, e.g. cyclically or according to a preset programme. Preferably a bistable flip-flop detector controls a pulse generator providing the supply, and controlled by a logic system also regulating the switches.

Update Basic :

1975-44

RÉPUBLIQUE FRANÇAISE

INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE

PARIS

(11) N° de publication :

2 257 312

(A n'utiliser que pour les
commandes de reproduction).

A1

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

(21)

N° 74 01383

(54)

Dispositif électromédical permettant d'intervenir sur le cœur d'un individu pour le traitement d'une affection telle que fibrillation ou tachycardie, tachycardie ventriculaire par foyer ectopique par exemple.

(51)

Classification internationale (Int. Cl.²). A 61 N 1/36.

(22)

Date de dépôt 16 janvier 1974, à 14 h 1 mn.

(33)

(32)

(31)

Priorité revendiquée :

(41)

Date de la mise à la disposition du public de la demande B.O.P.I. — «Listes» n. 32 du 8-8-1975.

(71)

Déposant : ZACOUTO Fred, résidant en France.

(72)

Invention de :

(73)

Titulaire : *Idem* (71)

(74)

Mandataire : Cabinet J. Bonnet-Thirion, L. Robida et G. Foldès.

La présente invention concerne d'une manière générale divers accidents cardiaques susceptibles d'affecter un individu, tels que fibrillation, ou tachycardies ventriculaires, en particulier tachycardie ventriculaire par foyer ectopique, et d'une manière plus
5 générale tout trouble grave de l'électrogenèse ou de la propagation de l'activation et du couplage électromécanique du coeur d'un individu.

Ainsi qu'on le sait les cellules constitutives du muscle cardiaque d'un individu ont chacune individuellement une activité
10 électrique se traduisant par une alternance cyclique de phases de polarisation et de dépolarisation.

L'activité électrique de ces cellules ne se pratique pas de manière rigoureusement synchrone pour l'ensemble de celles-ci.

Mais globalement le synchronisme de l'activité électrique des
15 cellules constitutives d'un étage du muscle cardiaque reste suffisant pour assurer à chaque cavité du myocarde une contraction d'ensemble lui permettant d'assumer sa fonction de pompe hémodynamique.

Divers accidents peuvent affecter ce mécanisme.

20 Un premier de ces accidents est un ralentissement de l'activité électrique cyclique considérée, voire même une disparition de celle-ci.

Pour y pallier, il a déjà été proposé de stimuler le muscle cardiaque ainsi affecté en lui appliquant localement, c'est-à-dire
25 dans une zone relativement très réduite, une impulsion électrique limitée propre à assurer, par propagation de cellules en cellules à la vitesse physiologique, une remise en service de l'ensemble de son activité électrique susceptible ensuite de se continuer.

L'application locale d'une telle impulsion de stimulation
30 d'énergie limitée se fait à l'aide d'un appareil électromédical dit pacemaker ou stimulateur cardiaque mettant en oeuvre soit, le plus souvent, une électrode interne susceptible d'être introduite dans une cavité ventriculaire ou auriculaire du coeur de l'individu à traiter, soit, plus rarement, deux ou plusieurs électrodes
35 externes susceptibles d'être appliquées à la cage thoracique dudit individu.

Un autre accident pouvant affecter brusquement, et souvent mortellement, le mécanisme électrique du muscle cardiaque d'un
40 individu est une désynchronisation totale des cellules qui le constituent, conduisant à une fibrillation de ces cellules, c'est-à-

dire à une activation désordonnée et anarchique de celles-ci, empêchant le muscle cardiaque d'assumer à l'étage considéré sa fonction de pompe hémodynamique.

Pour pallier une telle affection il a déjà été proposé d'appliquer brutalement à l'ensemble du muscle cardiaque une décharge électrique importante propre à assurer simultanément une dépolarisation artificielle brutale et instantanée de la quasi totalité des cellules de ce muscle cardiaque, lesdites cellules pouvant à partir d'une telle dépolarisation simultanée se remettre en synchronisme normal les unes par rapport aux autres.

A ce jour les appareils dits défibrillateurs mis en oeuvre pour appliquer une telle décharge électrique au coeur d'un individu mettent le plus souvent en oeuvre deux électrodes externes susceptibles d'être disposées sur la cage thoracique de cet individu et susceptibles d'être reliées à des moyens d'alimentation propres à établir un champ électrique entre lesdites électrodes.

Devant de ce fait traverser à deux reprises les tissus adipeux de surface, qui sont les plus résistants à un tel passage, ce champ électrique doit être particulièrement intense.

En pratique il faut ainsi appliquer à la cage thoracique de l'individu à traiter une énergie d'environ 400 joules, sous une tension d'environ 3 à 4.000 volts.

Il en résulte que cette application est douloureuse, la densité de courant se trouvant la plus forte au voisinage des électrodes, et donc du tissu épidermique, lequel contient des muscles et nerfs sensitifs et moteurs produisant une contraction violente et douloureuse au passage du courant.

Il peut en résulter également des lésions histologiques irréversibles des tissus traversés, l'impulsion de courant favorisant une électrolyse de ces tissus et en particulier une migration intempestive par électrolyse de certains cations comme le potassium contenus par les cellules constitutives de ces tissus.

C'est pourquoi, en pratique, un défibrillateur ne peut pas être mis en oeuvre sans précaution particulière, et en particulier, sur patient conscient sans anesthésie, et c'est pourquoi également il n'est pas anodin d'appliquer à un même individu, sans risque de lésion grave, plusieurs décharges de défibrillation successives.

Un troisième accident pouvant affecter le mécanisme électrique d'un muscle cardiaque est une accélération dangereuse du rythme de celui-ci pouvant conduire à une diminution grave du débit car-

diague et à la fibrillation.

Pour combattre une telle tachycardie grave, il est usuel d'appliquer préventivement au muscle cardiaque ainsi affecté un champ électrique de défibrillation, selon le processus succinctement exposé ci-dessus, et donc, actuellement, avec les inconvénients qui y sont inhérents.

Un quatrième accident pouvant affecter le mécanisme électrique d'un muscle cardiaque consiste en la dégénérescence ou lésions de certaines cellules de celui-ci conduisant celles-ci à constituer conjointement un foyer générateur d'impulsions électriques intempestives susceptibles de perturber l'activité électrique de l'ensemble et notamment d'entraîner une tachycardie avec les conséquences succinctement mentionnées ci-dessus.

Il convient bien entendu d'éliminer un tel foyer, dit foyer ectopique.

Une telle élimination ou réduction ne peut pas toujours se faire par un traitement chimique, ni par l'intervention d'un pace-maker interne, auquel cas le foyer ectopique est dit foyer ectopique avec bloc d'entrée, et il est alors nécessaire d'appliquer au muscle cardiaque un champ électrique externe, après localisation par enregistrements simultanés ou successifs d'électrocardiogrammes appropriés de la ou des zones, ou des circuits dits de ré-entrée, à traiter de ce muscle.

La présente invention a d'une manière générale pour objet un dispositif électromédical permettant d'intervenir sur le coeur d'un individu pour le traitement d'une affection telle que fibrillation, tachycardie ventriculaire ou autre, et en particulier tachycardie ventriculaire par foyer ectopique, avec une minimisation avantageuse des inconvénients exposés ci-dessus, ce dispositif permettant notamment de répéter, même rapidement, sans risque majeur, l'application d'une opération de défibrillation à un même individu.

Selon un premier aspect, le dispositif électromédical suivant l'invention est caractérisé en ce qu'il comporte, en combinaison, au moins une électrode dite ci-après centrale, destinée de préférence à être introduite dans une cavité, ventriculaire ou auriculaire du coeur à traiter, au moins une électrode dite ci-après périphérique, destinée à être disposée à distance de ladite électrode centrale, et des moyens d'alimentation propres à établir un champ entre lesdites électrodes, par exemple un champ électrique.

La combinaison suivant l'invention d'une électrode centrale avec une électrode périphérique permet de diminuer dans des proportions notables l'énergie du champ de défibrillation à appliquer éventuellement à un muscle cardiaque, et donc de diminuer dans les
5 mêmes proportions les effets parasites nuisibles attachés à un tel champ ; en pratique une tension comprise entre 20 et 90 volts et appliquée pendant une fraction de milliseconde suffit, ce qui dès lors n'est pas douloureux, et n'est pas susceptible d'entraîner des lésions notables.

10 De préférence le dispositif électromédical suivant l'invention comporte plusieurs électrodes périphériques, dont certaines au moins sont réparties autour de l'électrode centrale par exemple circulairement, et des moyens de commutation interposés entre les dites électrodes périphériques et les moyens d'alimentation asso-
15 ciés à celles-ci, lesdits moyens de commutation étant adaptés à assurer successivement la mise en service de certaines au moins des électrodes périphériques, selon une quelconque séquence choisie, éventuellement de manière programmée et/ou cyclique.

Les électrodes périphériques peuvent être adaptées à la cage
20 thoracique d'un individu à traiter ; en variante il peut s'agir d'électrodes implantables, par exemple en position sous-cutanée, juxtacardiaque, épicaudique, ou intramyocardique.

Quoi qu'il en soit le fractionnement entre plusieurs électrodes de l'énergie globale à appliquer et la commutation circulaire
25 de cette énergie assurée suivant l'invention par les moyens de commutation prévus à cet effet, contribuent également à minimiser les effets parasites nuisibles de cette énergie.

Selon cet aspect, le dispositif électromédical suivant l'invention peut également être mis en oeuvre en absence de toute élec-
30 trode centrale comme simple défibrillateur, notamment dans les cas d'urgence ne permettant pas une implantation en temps utile d'une telle électrode centrale, et dans ce cas ce défibrillateur est caractérisé par les moyens de commutation prévus entre ses électrodes périphériques et les moyens d'alimentation associés à celles-
35 ci, avec les avantages qui en découlent, tels que succinctement exposés ci-dessus.

Il a certes été déjà prévu un dispositif électromédical comportant une pluralité d'électrodes périphériques entre lesquelles l'énergie à appliquer à un muscle cardiaque est successivement
40 fractionnée, à l'exclusion de toute électrode centrale, mais ce

dispositif électromédical connu est en fait un simple pacemaker prévu pour l'application à une zone très limitée de ce muscle cardiaque d'une impulsion de stimulation d'énergie également limitée, juste suffisante pour en induire de cellule en cellule une activité électrique normale propagée physiologiquement, et non pas un défibrillateur capable d'appliquer à une zone importante d'un tel muscle cardiaque un champ brutal de défibrillation propre à assurer une dépolarisation synchrone de l'ensemble de ses cellules.

Même dans le cas où un défibrillateur est associé à un tel dispositif électromédical de stimulation cardiaque, pour en prendre le relais en cas de nécessité, il n'est pas prévu à ce jour de faire bénéficier ce défibrillateur des moyens de commutation équipant ce dispositif électromédical de stimulation, de tels moyens de commutation caractérisant par contre le dispositif électromédical suivant l'invention, même dans le cas où il ne comporte pas d'électrode centrale associée à ses électrodes périphériques.

Le dispositif électromédical selon l'invention peut donc être mis en oeuvre pour le traitement de fibrillations avec ou sans électrode centrale.

Il peut également être mis en oeuvre pour le traitement de tachycardies, et en particulier pour le traitement de tachycardies ventriculaires par foyer ectopique avec bloc d'entrée.

Dans ce cas le dispositif électromédical selon l'invention se prête en effet avantageusement bien au traitement local d'un muscle cardiaque, par sélection parmi les électrodes périphériques qu'il comporte de celles plus particulièrement aptes à diriger sur la zone dudit muscle à traiter l'effet de champ recherché, ou à y provoquer par interférences ou déviations un tel effet de champ.

Les caractéristiques et avantages de l'invention ressortiront d'ailleurs de la description qui va suivre, à titre d'exemple, en référence aux dessins schématiques annexés, sur lesquels :

la figure 1 est un bloc diagramme d'un dispositif électromédical suivant l'invention ;

les figures 2 à 5 sont des blocs diagrammes de certains des composants de ce dispositif électromédical ;

la figure 6 est une vue schématique illustrant une implantation possible des électrodes de ce dispositif électromédical vis-à-vis du coeur à traiter ;

la figure 7 est un diagramme explicatif du fonctionnement du dispositif électromédical suivant l'invention ;

la figure 8 est une vue en perspective partielle d'une des électrodes de ce dispositif électromédical ;

la figure 9 est une vue analogue à la figure 8 et concerne une variante de réalisation ;

5 la figure 10 est une vue analogue à la figure 6 et concerne une variante de réalisation.

Conformément à la forme de réalisation illustrée à la figure 1, le dispositif électromédical suivant l'invention comporte d'une manière générale une pluralité N d'électrodes 10, dites ci-après
10 électrodes périphériques, destinées à être réparties autour du coeur 11 à traiter, ou au niveau de celui-ci, ainsi que l'illustre la figure 6.

Dans l'exemple représenté le nombre N d'électrodes périphériques 10 est égal à douze, mais ce nombre ne doit pas être considéré
15 ré comme limitatif, le nombre N en question pouvant en pratique varier de 2 à 50 par exemple.

Les électrodes périphériques 10 sont chacune individuellement reliées par un conducteur 12 à des moyens d'alimentation 13 par l'intermédiaire de moyens de commutation 14 adaptés à assurer suc-
20 cessivement la mise en service de certaines au moins de ces électrodes périphériques selon une quelconque séquence choisie, éventuellement de manière programmée et/ou cyclique.

Dans l'exemple représenté les moyens d'alimentation 13 comportent un générateur d'impulsions d'alimentation 15, de fréquence
25 réglable, par exemple dans une gamme allant de 50 Hz à 100.000 Hz; ces impulsions d'alimentation sont alternatives et leur amplitude peut par exemple être de l'ordre de 5 volts.

Au générateur d'impulsions 15 est associé un amplificateur de puissance 16 réglable, par exemple entre 0 et 2.000 volts, en sorte que les impulsions d'alimentation finalement délivrées aux
30 électrodes 10 peuvent atteindre 2.000 volts.

Les moyens de commutation 14 sont sous la dépendance d'une chaîne de commande 18 ; d'une manière générale cette chaîne de commande 18 comporte un bistable 19, du genre flip flop, dit ci-
35 après bistable de détection, qui pilote le générateur d'impulsions d'alimentation 15, et une logique de commande 20 qui pilote le bistable de détection 19 et qui commande les moyens de commutation 14 par l'intermédiaire successivement d'une mémoire tampon 21, d'un décodeur 22 et d'un sélecteur automatique de fonctionnement
40 23.

Par l'intermédiaire d'un commutateur de sélection 24 la logique de commande 20 peut être asservie soit à une chaîne de détection automatique 25, soit à une commande manuelle 26, soit à une commande extérieure 27 pilotée de préférence par un quelconque
5 appareil de stimulation cardiaque du type communément désigné par pacemaker, de préférence un pacemaker orthorythmique, à détection cardiaque automatique.

La chaîne de détection automatique 25 est d'une manière générale pilotée par un détecteur sensible à l'activité du cœur 11 à
10 traiter ; il s'agit par exemple soit d'une sonde interne 29 susceptible d'être introduite dans une cavité auriculaire ou ventriculaire de ce cœur conjointement avec une électrode centrale 29', tel qu'illustré à la figure 6, soit d'électrodes externes 30, le choix étant fait à l'aide d'un commutateur de sélection 28 ; de
15 manière connue en soi la sonde 29 et l'électrode centrale 29' sont placées en bout d'un cathéter 95, figure 6, facilitant leur mise en place, et les électrodes 30 sont adaptées à être placées en contact avec une région favorable à la détection de l'activité hémodynamique ou électrique du cœur, poignet, doigt ou oreille
20 par exemple.

Dans tous les cas la chaîne de détection automatique 25 comporte d'une manière générale, à partir du détecteur qui la pilote, un amplificateur 31, de préférence réglable, un filtre 32, un monostable de mise en forme 33, un intégrateur 34, et un détecteur
25 de seuil 35, de préférence réglable.

De préférence également cette chaîne de détection automatique 25 comporte, en aval de l'intégrateur 35, un monostable de retard 36, de préférence réglable, dont la sortie est reliée à l'une des entrées d'une porte de type général ET 37 recevant directement sur
30 son autre entrée la sortie de l'intégrateur 35 ; dans l'exemple représenté la porte 37 est une porte NAND.

La logique de commande 20 est détaillée à la figure 2.

Elle comporte à son entrée un bistable 40, du genre flip flop par exemple, dit ci-après bistable de pilotage.

35 Ce bistable de pilotage 40 est asservi en activation ("SET"), par l'intermédiaire d'une porte OU 41, d'une part à une impulsion de démarrage D lui parvenant, par un conducteur 42, et par l'intermédiaire du commutateur de sélection 24, soit de la chaîne de détection automatique 25, soit de la commande manuelle 26, soit de
40 la commande extérieure 27, et d'autre part un train d'impulsions

de recherche R lui parvenant, par un conducteur 43, d'un circuit de mise en forme 45, tel qu'il apparaîtra ci-après.

Le bistable de pilotage 40 commande une horloge de recherche 46, de fréquence élevée, de l'ordre par exemple d'un mégahertz.

5 La logique de commande 20 comporte en outre un compteur de recherche 47 alimenté par l'horloge de recherche 46 et une batterie de portes de sélection 48 de type général ET, NAND dans l'exemple représenté, reliées aux sorties du compteur de recherche 47, par l'intermédiaire successivement d'un décodeur 49, d'un sélec-
10 teur manuel d'électrode 50 comportant autant d'interrupteurs de sélection 51 qu'il y a d'électrodes périphériques 10, et d'un codeur 52.

Ces portes de sélection 48 reçoivent en outre en parallèle, par un conducteur 54, un train d'impulsions de transfert T qui leur
15 est délivré par le circuit de mise en forme 45, tel qu'il apparaîtra ci-après.

C'est par ces portes de sélection 48 que la logique de commande 20 délivre des impulsions de sélection en direction des moyens de commutation 14.

20 Par une porte OU 55 reliée aux différentes sorties du codeur 52, le compteur de recherche 47, d'une part pilote le bistable de pilotage 40, pour remise à zéro de celui-ci ("RESET") et d'autre part pilote le bistable de détection 19, pour activation de celui-ci ("SET"), les liaisons correspondantes se faisant par des con-
25 ducteurs 56 et 57, figures 1 et 2.

Les électrodes périphériques 10 étant en pratique, du point de vue du fonctionnement adopté, réparties en au moins deux groupes permettant soit une mise en oeuvre individuelle de ces électrodes, une par une, ou une mise en oeuvre simultanée d'électrodes
30 opposées, paire par paire, tel qu'il apparaîtra ci-après, le compteur de recherche 47 est asservi à un circuit modulo 58 apte à le remettre à zéro après exploration du seul premier groupe d'électrodes, ledit circuit modulo étant piloté, d'une part par un commutateur de sélection 59, et d'autre part, par le décodeur 49 associé
35 au compteur de recherche 47.

Le circuit modulo 58 pilote également un compteur de recherche de cycle 60 qui, par l'intermédiaire d'un décodeur 61, d'un commutateur de sélection de cycle 62 et d'une porte OU 63, commande la remise à zéro du bistable de détection 19 ("RESET"), la liaison correspondante se faisant par un conducteur 64, figures 1 et 2.
40

Sur sa deuxième entrée, la porte OU 63 peut recevoir une impulsion manuelle d'arrêt A.

Le circuit de mise en forme 45 est représenté isolément à la figure 3.

5 Il reçoit en 66 les impulsions d'alimentation délivrées par le générateur d'impulsions 15.

Un pont redresseur 67 assure un redressement en double alternance de ces impulsions pour obtention en 68, par successivement une bascule 69 du type bascule de Schmidt par exemple et un mono-
10 stable 70, d'un train d'impulsions de commande de gâchette C de fréquence double de celle des impulsions d'alimentation.

Parallèlement, une diode 71 assure un redressement mono-alternance des impulsions d'alimentation reçues en 66, pour obtention en 54, par successivement une bascule 72 du type bascule de
15 Schmidt par exemple et un monostable 73, d'un train d'impulsions de transfert T de fréquence égale aux impulsions d'alimentation.

Une porte OU EXCLUSIF 75 recevant les trains d'impulsions C et T explicités ci-dessus, permet l'obtention en 43, du train d'impulsions de recherche R à appliquer au bistable de pilotage
20 40 de la logique de commande 20, ce train d'impulsions R étant de fréquence égale à la fréquence des impulsions d'alimentation, comme le train d'impulsions T, mais étant décalé de 180° par rapport à ce dernier.

Dans l'exemple représenté, le sélecteur automatique de fonctionnement 23, représenté en détail à la figure 4, comporte autant
25 de portes ET 80, dites portes de validation, qu'il y a d'électrodes périphériques 10, lesdites portes de validation recevant, d'une part, et en parallèle, par un conducteur 81, figures 1 et 4, le train d'impulsions de commande C délivré par le circuit de
30 mise en forme 45, et d'autre part, et individuellement, en 82 les impulsions de sélection délivrées par la logique de commande 20, directement pour les électrodes périphériques 10 du premier groupe, et sous la dépendance d'un jeu de portes d'oblitération 83 pour les électrodes périphériques 10 du deuxième groupe.

35 Les portes d'oblitération 83 associées aux électrodes périphériques 10 du deuxième groupe sont asservies à un commutateur de sélection 85 et reçoivent également les impulsions de sélection appliquées en 81 aux portes 80 des électrodes périphériques correspondantes du premier groupe, respectivement.

40 En pratique, le schéma représenté à la figure 4, pour un

homme de l'art, il suffit à lui-même, et son mode d'exécution dépend d'ailleurs du type de logique adopté.

La figure 5 illustre un mode de réalisation possible des moyens de commutation 14.

5 Dans l'exemple représenté ces moyens de commutation comportent autant de montages TRIAC ou équivalents 86 qu'il y a d'électrodes périphériques 10, lesdits montages recevant en parallèle, par un conducteur 87, figures 1 et 5, les impulsions d'alimentation délivrées par les moyens d'alimentation 13 associés, directement pour
10 les électrodes périphériques 10 du premier groupe, et par l'intermédiaire d'un commutateur de sélection 88 pour les électrodes périphériques 10 du deuxième groupe.

Les gâchettes 89 des montages TRIAC 86 sont reliées aux portes de validation 80 correspondantes du sélecteur automatique de
15 fonctionnement 23, par des conducteurs 90, figures 1, 4 et 5, conducteurs 90 sur chacun desquels est interposé un transistor amplificateur 92.

La réalisation pratique des autres composants du dispositif électromédical suivant l'invention, et en particulier des compteurs,
20 codeurs et décodeurs que comporte celui-ci, est du domaine de l'homme de l'art et ne sera donc pas décrite en détail ici ; ces composants se trouvent suffisamment définis par la fonction qu'ils ont à assurer et, pris individuellement, leur réalisation pratique est bien connue par elle-même, et peut d'ailleurs donner lieu à de
25 nombreux modes différents d'exécution.

Le compteur de sélection de cycles 60, par exemple, peut être du type binaire-codé-décimal, monté en modulo approprié au nombre de cycles maximal possible recherché, dix par exemple, tel que représenté.

30 Conjointement la mémoire tampon 21 peut être un bistable du type dit "latch", c'est-à-dire un bistable établi de manière à pouvoir prendre en compte sans effacement des informations successives.

Quoi qu'il en soit le fonctionnement de l'appareil électromédical suivant l'invention est, dans le cas où la chaîne de détection automatique 25 est en service, le suivant :

On supposera tout d'abord que c'est la sonde interne 29 qui est en service.

Les commutateurs de sélection 28, 59, 85 et 88 occupent alors
40 les positions représentées sur les figures 1, 2, 4 et 5.

Toutes les électrodes périphériques 10 doivent être susceptibles d'être prises en compte individuellement.

Cependant un choix peut être fait parmi ces électrodes périphériques en fermant les interrupteurs de sélection 51 correspondants.

Ainsi qu'il apparaîtra ci-après, seules rentreront dès lors effectivement en service les électrodes périphériques 10 dont les interrupteurs de sélection correspondants 51 sont en position de fermeture.

10 A chaque électrosystole ou systole spontanée du cœur 11, la sonde 29 émet une impulsion de courant qui après amplification en 31, filtrage en 32 et mise en forme en 33, est appliquée à l'intégrateur 34.

Les lignes 7A, 7B, 7C de la figure 7 illustrent les tensions recueillies à la sortie respectivement de l'amplificateur 31, du filtre 32, du circuit de mise en forme 33 et de l'intégrateur 34.

Tant que la fréquence des impulsions qui arrivent ainsi à l'intégrateur 34 demeure en dessous d'une valeur déterminée, réglée en ajustant en conséquence le détecteur de seuil 35 qui y

20 fait suite, celui-ci demeure en position de repos.

Par contre si la fréquence des impulsions arrivant à l'intégrateur 34 atteint une valeur déterminée, de l'ordre par exemple de 150 à 400 impulsions par seconde, caractéristique d'une tachycardie prononcée susceptible de dégénérer en fibrillation, la tension à la sortie de l'intégrateur 34 atteint elle-même une valeur

25 V ligne 7D de la figure 7, qui fait basculer en position active le détecteur de seuil 35, ligne 7E de la figure 7.

Simultanément à son basculement, le détecteur de seuil 35 active le monostable 36, ligne 7F de la figure 7 et, au retour en

30 position de repos de celui-ci, la porte NAND 37 délivre en direction de la logique de commande 20 une impulsion de démarrage D, ligne 7G de la figure 7.

Par la porte 41, figure 2, cette impulsion de démarrage D parvient au bistable de pilotage 40 de la logique de commande 20 et

35 fait basculer celui-ci de sa position de repos ("RESET") à sa position d'activation ("SET"), ligne 7H de la figure 7.

Dès son passage en position d'activation le bistable de pilotage 40 met en route l'horloge de recherche 46, ligne 7I de la figure 7 (sur cette figure 7, les impulsions délivrées par l'hor-

40 loge de recherche ne peuvent être distinguées individuellement,

compte tenu de la fréquence très élevée de cette horloge).

Les impulsions délivrées par l'horloge de recherche 46 sont prises en compte une à une par le compteur de recherche 47 jusqu'à ce que le niveau enregistré par celui-ci corresponde à la première
5 électrode périphérique 10 pour laquelle l'interrupteur de sélection 51 est fermé.

Dès qu'il a atteint ce niveau, le compteur de recherche 47 ramène le bistable de pilotage 40 à sa position de repos, par, successivement, le décodeur 49, l'interrupteur 51 concerné du sé-
10 lecteur manuel d'électrode 50, le codeur 52 et la porte OU 55.

Le bistable de pilotage 40 arrête l'horloge de recherche 46 et le compteur de recherche 47 demeure au niveau qu'il a précédemment atteint.

Simultanément à la remise au repos du bistable de pilotage
15 40, le compteur de recherche 47 a validé la porte de validation ET 48 de la logique de commande 20 correspondant à l'électrode périphérique 10 dont l'interrupteur 51 correspondant était en position de fermeture, et par le conducteur 57 il a commandé le passage en position d'activation ("SET") du bistable de détection 19,
20 ligne 7J de la figure 7.

Dès son passage en position d'activation le bistable de détection 19 a commandé la mise en route du générateur d'impulsions 15, ligne 7K de la figure 7.

Comme décrit ci-dessus le circuit de mise en forme 45 élabore
25 immédiatement, à partir des impulsions d'alimentation délivrées par le générateur 15, les impulsions de commande C, ligne 7L de la figure 7, les impulsions de transfert T, ligne 7M de la figure 7 et les impulsions de recherche R, ligne 7N de la figure 7.

La première impulsion de transfert T qui parvient simultanément à toutes les portes de validation 48 de la logique de commande 20 passe celle de ces portes qui a été préalablement validée par le compteur de recherche 47 et, par la mémoire tampon 21 et le décodeur 22, parvient à la porte 80 du sélecteur automatique de fonctionnement 23 correspondant à l'électrode périphérique 10 con-
30 cernée, porte 80 qu'elle valide pendant un temps suffisant pour permettre le passage par cette porte de deux impulsions de commande C successives.
35

Cette paire d'impulsions de commande C successives est dès lors appliquée à la gâchette, figure 5, du montage TRIAC 86 des
40 moyens de commutation 14 correspondant à l'électrode périphérique

10 concernée et ce montage TRIAC laisse dès lors passer en pleine alternance la première des impulsions d'alimentation qui simultanément, sont appliquées à l'ensemble de ces montages TRIAC, ligne 7P de la figure 7.

- 5 Une telle impulsion de courant parvient ainsi à l'électrode périphérique 10 concernée, et un double champ, positif dans un sens, négatif dans l'autre, prend alors naissance entre l'électrode périphérique 10 et l'électrode centrale 29^e qui est à la masse.

- Dès le début de la deuxième demi-alternance de l'impulsion
10 d'alimentation, la première impulsion de recherche R fait à nouveau basculer le bistable de pilotage 40 en position d'activation et, sous la dépendance de l'horloge 46, le compteur de recherche 47 recherche alors celle des électrodes périphériques 10 qui est immédiatement en service après l'électrode périphérique 10 déjà
15 mise en oeuvre.

Les opérations précédentes recommencent et se poursuivent jusqu'à exploration complète de toutes les électrodes périphériques 10 par le compteur de recherche 47,

- Ce cycle d'exploration peut être unique, si le commutateur de
20 sélection de cycles 62 est sur sa borne de repos ; il peut au contraire se répéter si ce commutateur de sélection de cycles est positionné en conséquence, autant de fois qu'affiché par ce commutateur.

- Dans tous les cas c'est après expiration du nombre de cycles
25 prévus que le compteur 60 commande par la porte 63 le retour en position de repos du bistable de détection 19, ce qui stoppe le générateur d'impulsions d'alimentation 15.

- Dès lors l'ensemble du dispositif est avantageusement à un potentiel nul puisque le générateur d'impulsions 15 est au repos
30 tout en étant prêt à une nouvelle intervention.

- Du fait des moyens de commutation 14 l'énergie délivrée par les moyens d'alimentation 13 se trouve fractionnée en sous-impulsions qui en minimisent les conséquences nuisibles, cette énergie étant cependant suffisante dans son ensemble pour assurer la dé-
35 fibrillation recherchée, c'est-à-dire la dépolarisation artificielle simultanée de toutes les cellules constitutives de la ou des zones du cœur traitées.

- Du fait par ailleurs que les impulsions de courant appliquées aux électrodes périphériques 10 sont alternatives, les conséquences d'une éventuelle électrolyse des cellules affectées par les
40

décharges correspondantes sont minimisées.

On supposera maintenant que ce sont les électrodes externes 30 qui pilotent la chaîne de détection automatique 25, ni la sonde 29, ni l'électrode centrale 29' n'étant en service.

5 Les commutateurs de sélection 26, 28, 59, 85 et 88 sont basculés dans la deuxième de leur position (non représentée) et les électrodes périphériques 10 forment deux groupes en étant associées par paires d'électrodes opposées d'un de ces groupes à l'autre.

Pour les électrodes périphériques 10 du premier groupe, les
10 opérations de mise en oeuvre se déroulent exactement comme celles décrites ci-dessus.

Mais, simultanément à l'entrée en service d'une de ces électrodes périphériques du premier groupe se trouve également mise en service l'électrode périphérique du deuxième groupe qui lui est
15 associée, les portes d'oblitération 83, figure 4, correspondant à cette électrode périphérique du deuxième groupe permettant alors le passage simultané des impulsions de validation reçues de la logique de commande 20.

Par suite un champ s'établit d'une électrode périphérique du
20 premier groupe à l'électrode périphérique du deuxième groupe associée à celle-ci, à travers le coeur 11 à traiter.

Dans le cas où l'électrode centrale 29' est en service, l'amplitude des impulsions de tension appliquées à chacune des électrodes périphériques peut être faible, de l'ordre de 20 à 90 volts
25 par exemple, tel que mentionné ci-dessus ; dans le cas où seules les électrodes périphériques 10 sont en service, l'amplitude des impulsions de tension à leur appliquer doit être beaucoup plus élevée et peut atteindre par exemple 2.000 volts, tel que mentionné ci-dessus.

30 Dans l'exemple décrit ces impulsions de tension, ou de défibrillation se succèdent exactement, sans intervalles neutres intermédiaires et on appréciera, d'une part que, grâce à l'horloge de recherche 46, de fréquence très élevée, seul un retard minime intervient entre la détection et la première impulsion de défibrillation, et d'autre part que, grâce au train d'impulsions de
35 recherche R décalé de 180° par rapport au train d'impulsions de transfert T, plus aucun retard n'intervient ensuite pour les impulsions de défibrillation suivantes, quel que soit le rang des électrodes périphériques 10 sélectionnées, la recherche de celles-ci se faisant pendant la deuxième demi-alternance de l'impulsion
40

de défibrillation précédente.

Suivant diverses variantes de mise en oeuvre non illustrées, les impulsions de défibrillation peuvent au contraire se succéder avec interposition d'intervalles neutres intermédiaires, ou se recouvrir légèrement successivement deux à deux.

Par ailleurs le processus décrit ci-dessus concerne une intervention automatique préventive de défibrillation en réponse à une tachycardie prononcée.

Une intervention semblable peut être déclenchée manuellement par la commande manuelle 26.

Une intervention également semblable peut être déclenchée par la commande extérieure 27 sous la dépendance d'un appareil de stimulation cardiaque dont l'intervention n'aurait pas suffi à empêcher l'apparition de la tachycardie.

Le dispositif électromédical suivant l'invention peut par ailleurs servir également, et par exemple au traitement d'une tachycardie ventriculaire par foyer ectopique ou par circuit de réentrée.

Après localisation d'un tel foyer ou d'un tel circuit, par exemple, à l'aide d'électrocardiogrammes appropriés, on procède à l'application d'une décharge électrique à la zone correspondante du coeur 11, par sélection de l'électrode périphérique 10 correspondante, cette décharge électrique étant de nature à supprimer au moins temporairement le foyer ectopique ou le circuit de réentrée relevé.

Dans l'exemple illustré par la figure 8, les électrodes périphériques 10 sont chacune constituées par de simples plaquettes rectangulaires portées par une ceinture 96 susceptible d'être adaptée à la cage thoracique de l'individu à traiter.

A la figure 8 seule l'une de ces électrodes périphériques a été représentée.

Pour réglage de sa position sur la ceinture 96, cette électrode périphérique est de préférence portée par un passant 97 monté à coulissement sur la ceinture 96, une disposition analogue étant adoptée pour les autres électrodes périphériques (non représenté).

Un tel montage permet conjointement un réglage préalable du nombre d'électrodes périphériques susceptibles d'être mise en oeuvre, en ajoutant sur la ceinture 96 quelques électrodes ou en retirant quelques-unes.

La figure 9 illustre une variante de réalisation suivant la-

quelle l'électrode périphérique 10 porte à son dos une plaquette 98 munie d'un revêtement susceptible d'adhérer à la ceinture 96, laquelle est alors munie d'un revêtement complémentaire.

De tels revêtements peuvent par exemple être du type de ceux
5 vendus sous la dénomination commerciale "VELCRO".

Cette disposition permet non seulement de déplacer l'électrode 10 le long de la ceinture 96 pour ajustement en position de cette électrode, mais encore de fixer une telle électrode dans la position retenue pour celle-ci.

10 Bien entendu les autres électrodes périphériques 10 sont dans ce cas réalisées de manière semblable.

En variante les électrodes périphériques du dispositif électromédical selon l'invention sont des électrodes totalement implantables, leur implantation pouvant se faire en position sous-cutanée, juxtacardiaque, épicaudique ou intramyocardique (non représenté).
15

Suivant la variante de réalisation illustrée par la figure 10, le dispositif électromédical suivant l'invention comporte non pas une seule électrode centrale 29*, mais une pluralité de telles
20 électrodes, par exemple échelonnées axialement le long d'une même sonde de support 100.

Dans ce cas, et comme pour les électrodes périphériques 10, des moyens de commutation sont prévus pour assurer successivement la mise en service de certaines au moins de ces électrodes centrales 29*, selon une quelconque séquence choisie, éventuellement de
25 manière programmée et/ou cyclique.

Ces moyens de commutation, et leur chaîne de commande, peuvent bien entendu être du type de ceux décrits ci-dessus pour les électrodes périphériques.

de
30 Quoi qu'il en soit cette disposition permet/modifier axialement les zones effectivement traitées du cœur 11, tel que le suggère le schéma de la figure 10, en fonction de l'électrode centrale choisie pour l'établissement d'une décharge entre celle-ci et une ou plusieurs des électrodes périphériques associées.

35 Bien entendu la présente invention ne se limite pas aux formes de réalisation décrites et représentées, mais englobe toute variante d'exécution et/ou de combinaison de leurs divers éléments.

En particulier le nombre d'électrodes périphériques 10 peut être réduit à deux, chacune de ces électrodes étant conformée par
40 exemple de manière à pouvoir ceinturer pour moitié le torse d'un

individu, et des moyens étant prévus pour fractionner dans le temps les impulsions de défibrillation qui leur sont appliquées.

Par ailleurs, suivant un développement de l'invention, et pour diminuer encore l'énergie électrique à mettre en oeuvre, il
5 pourrait être avantageux de superposer, de manière connue en soi, un champ électrique, un autre champ de nature différente, et par exemple d'y superposer une émission d'ultrasons, dite ci-après, par extension, champ d'ultrasons ; cet autre champ a même fréquence que le champ électrique et est de préférence synchrone de celui-
10 ci.

On peut de surcroît tirer profit de la mise en oeuvre d'ultrasons émis selon au moins deux faisceaux se croisant au niveau d'une région adéquate du coeur, pour former à ce niveau un noeud ou ventresonore se traduisant par une augmentation locale de l'énergie mi-
15 cromécanique transmise au coeur, laquelle peut éventuellement être additionnée à une autre énergie, électrique par exemple.

Il n'est pas exclu en effet que les seuls ultrasons convenablement concentrés au niveau du coeur puissent, dans certains cas du moins, assurer par eux-mêmes une défibrillation.

REVENDEICATIONS

1. Dispositif électromédical permettant d'intervenir sur le coeur d'un individu, caractérisé en ce qu'il comporte, en combinaison, au moins une électrode dite centrale destinée par exemple à être introduite dans une cavité, ventriculaire ou auriculaire du coeur à traiter, au moins une électrode périphérique destinée à être disposée à distance de ladite électrode centrale, et des moyens d'alimentation propres à établir un champ entre lesdites électrodes, tel que champ électrique ou autre.

2. Dispositif électromédical suivant la revendication 1, caractérisé en ce qu'il comporte plusieurs électrodes périphériques, dont certaines au moins sont de préférence circulairement réparties autour de l'électrode centrale, et des moyens de commutation interposés entre lesdites électrodes périphériques et les moyens d'alimentation, lesdits moyens de commutation étant adaptés à assurer successivement la mise en service de certaines au moins des électrodes périphériques, selon une quelconque séquence choisie, éventuellement de manière programmée et/ou cyclique.

3. Dispositif électromédical de défibrillation, du genre comportant une pluralité d'électrodes, dites périphériques, destinées à être réparties autour du coeur d'un individu, et des moyens d'alimentation propres à établir un champ entre certaines au moins desdites électrodes, par exemple un champ électrique, caractérisé en ce que des moyens de commutation sont interposés entre lesdites électrodes et les moyens d'alimentation associés, lesdits moyens de commutation étant adaptés à assurer successivement la mise en service de certaines au moins desdites électrodes périphériques, selon une quelconque séquence choisie, éventuellement de manière programmée et/ou cyclique.

4. Dispositif électromédical suivant l'une quelconque des revendications 2, 3, caractérisé en ce qu'il comporte un bistable de détection du genre flip flop, qui pilote un générateur d'impulsions d'alimentation constituant pour partie les moyens d'alimentation et qui est asservi à une logique de commande, laquelle commande également les moyens de commutation.

5. Dispositif électromédical suivant la revendication 4, caractérisé en ce que la logique de commande est asservie à une chaîne de détection automatique pilotée par un détecteur sensible à l'activité du coeur à traiter, par exemple une sonde interne

susceptible d'être introduite dans ledit coeur, ou encore une électrode externe, ladite chaîne de détection automatique comportant par exemple successivement, à partir dudit détecteur, un amplificateur, un filtre, un monostable de mise en forme, un intégrateur et
5 un détecteur de seuil.

6. Dispositif électromédical suivant l'une quelconque des revendications 4, 5, caractérisé en ce que par l'intermédiaire d'un commutateur de sélection, la logique de commande est asservie à
10 l'un quelconque des moyens suivants : chaîne de détection automatique, commande manuelle, commande extérieure, par exemple appareil de stimulation à détection cardiaque automatique.

7. Dispositif électromédical suivant la revendication 5, caractérisé en ce que, entre le détecteur de seuil et le bistable de pilotage, la chaîne de détection automatique comporte un mono-
15 stable de retard, de préférence réglable.

8. Dispositif électromédical suivant la revendication 4, caractérisé en ce que la logique de commande comporte à son entrée un bistable de pilotage, une horloge de recherche asservie audit bistable de pilotage et un compteur de recherche alimenté par ladi-
20 te horloge de recherche, et une batterie de portes de sélection de type ET reliées aux sorties du compteur de recherche par l'intermédiaire d'un décodeur, d'un sélecteur manuel d'électrodes comportant autant d'interrupteurs qu'il y a d'électrodes périphériques, et d'un codeur, ladite logique de commande pilotant par lesdites
25 portes de sélection les moyens de commutation associés, et lesdites portes de sélection étant reliées en parallèle à un circuit de mise en forme apte à leur délivrer en parallèle un train d'impulsions de transfert synchrones des impulsions d'alimentation, et de fréquence égale à celle de celles-ci.

9. Dispositif électromédical suivant la revendication 8, caractérisé en ce que, par une porte OU reliée aux différentes sorties du codeur de sélection, le compteur de recherche, d'une part pilote le bistable de pilotage, pour remise à zéro de celui-ci, et
30 d'autre part le bistable de détection, pour activation de celui-ci.

10. Dispositif électromédical suivant l'une quelconque des revendications 8, 9, caractérisé en ce que les électrodes périphériques étant réparties en deux groupes, pour mise en oeuvre simul-
35 tanée d'électrodes opposées, paire par paire, le compteur de recherche est asservi à un circuit modulo apte à le remettre à zéro après
40 exploration du seul premier groupe d'électrodes, ledit circuit

modulo étant piloté, d'une part par un commutateur de sélection, et d'autre part par le décodeur associé audit compteur de recherche.

11. Dispositif électromédical suivant l'une quelconque des
5 revendications 8 à 10, caractérisé en ce que le bistable de détection est asservi en remise à zéro à un compteur de cycles, par l'intermédiaire d'un décodeur et d'un commutateur de sélection de cycle.

12. Dispositif électromédical suivant les revendications 10,
10 11, prises conjointement, caractérisé en ce que le compteur de cycles est piloté par le circuit modulo.

13. Dispositif électromédical suivant l'une quelconque des
revendications 8 à 12, caractérisé en ce que le circuit de mise
15 en forme est alimenté par le générateur d'impulsions d'alimentation et comporte un redresseur double alternance, une bascule et un monostable, pour génération d'un train d'impulsions de commande synchrones desdites impulsions d'alimentation et de fréquence double de celle de celles-ci.

14. Dispositif électromédical suivant l'une quelconque des
20 revendications 8 à 13, caractérisé en ce que, pour génération du train d'impulsions de transfert, le circuit de mise en forme comporte une diode de redressement monoalternance, une bascule et un monostable.

15. Dispositif électromédical suivant l'une quelconque des
25 revendications 13, 14, caractérisé en ce que pour génération d'un train d'impulsions de recherche décalées de 180° par rapport aux impulsions de transfert et applicables au bistable de pilotage de la logique de commande, pour activation de celui-ci, le circuit de mise en forme comporte une porte OU EXCLUSIF recevant le train
30 d'impulsions de commande et le train d'impulsions de transfert.

16. Dispositif électromédical suivant l'une quelconque des
revendications 12 à 15, caractérisé en ce que les portes de sélection de la logique de commande sont reliées aux moyens de commutation par l'intermédiaire d'une mémoire tampon, d'un décodeur, et
35 d'un sélecteur automatique de fonctionnement comportant autant de portes de type ET, dites portes de validation, qu'il y a d'électrodes périphériques, lesdites portes de validation recevant, d'une part et en parallèle, le train d'impulsions de commande, et d'autre part, et individuellement, les impulsions de sélection délivrées par la logique de commande, directement pour les électrodes
40

périphériques du premier groupe, sous la dépendance d'un jeu de portes d'oblitération asservies à un commutateur de sélection, pour les électrodes périphériques du deuxième groupe.

17. Dispositif électromédical suivant la revendication 16, caractérisé en ce que les moyens de commutation comportent autant de montages du type TRIAC ou équivalents qu'il y a d'électrodes périphériques, lesdits montages recevant en parallèle les impulsions d'alimentation, directement pour les électrodes périphériques du premier groupe, par l'intermédiaire d'un commutateur de sélection pour les électrodes périphériques du deuxième groupe, et les gâchettes desdits montages étant reliées aux portes de validation correspondantes du sélecteur automatique de fonctionnement.

18. Dispositif électromédical suivant l'une quelconque des revendications 1 à 17, caractérisé en ce que les électrodes périphériques sont portées par une ceinture susceptible d'être adaptée à la cage thoracique d'un individu à traiter, de préférence en nombre et/ou en position réglables.

19. Dispositif électromédical suivant la revendication 18, caractérisé en ce que les électrodes périphériques sont chacune portées par un organe déplaçable sur la ceinture, tel que passant monté à coulissement sur celle-ci, plaquette munie d'un revêtement susceptible d'adhérer à la ceinture, laquelle est alors elle-même munie d'un revêtement complémentaire.

20. Dispositif électromédical suivant l'une quelconque des revendications 18, 19, caractérisé en ce que les électrodes périphériques sont rectangulaires.

21. Dispositif électromédical suivant l'une quelconque des revendications 1 à 17, caractérisé en ce que les électrodes périphériques sont des électrodes implantables, par exemple en position sous-cutanée, juxtacardiaque, épicaudique ou intramyocardique.

22. Dispositif électromédical suivant l'une quelconque des revendications 1 à 21, caractérisé en ce qu'il comporte plusieurs électrodes centrales, échelonnées par exemple axialement le long d'une même sonde de support, en combinaison avec des moyens de commutation adaptés à assurer successivement la mise en oeuvre de certaines au moins desdites électrodes centrales, selon une quelconque séquence choisie, éventuellement de manière programmée et/ou cyclique.

23. Dispositif électromédical suivant l'une quelconque des revendications 1 à 22, caractérisé en ce qu'il est adapté à permettre la superposition de deux champs, de natures différentes, par exemple la superposition d'un champ électrique et d'ultrasons.

FIG. 1

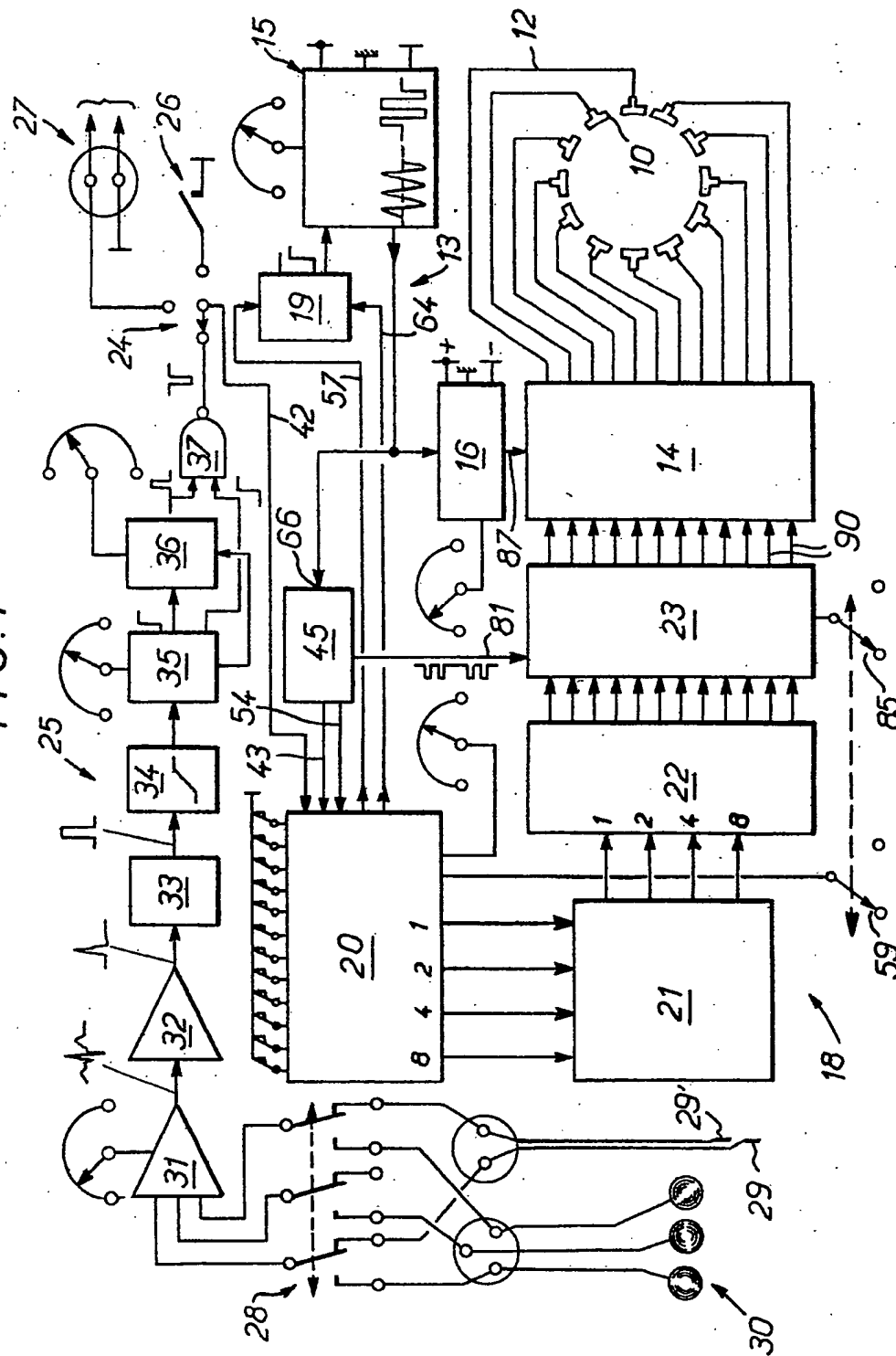


FIG. 2

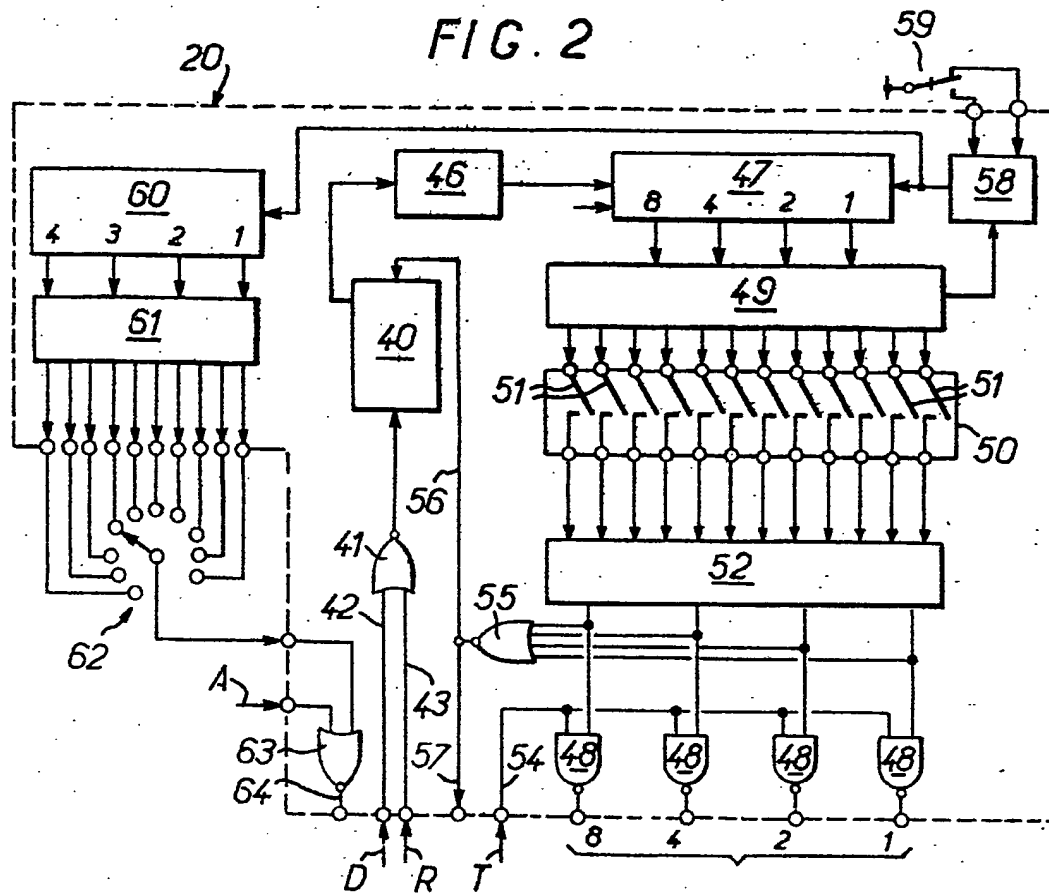


FIG. 3

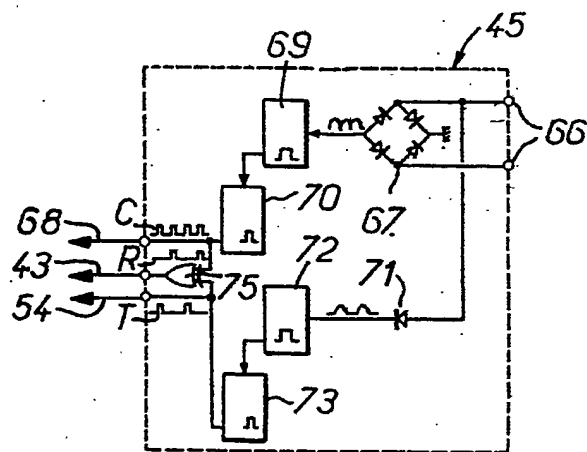


FIG. 4

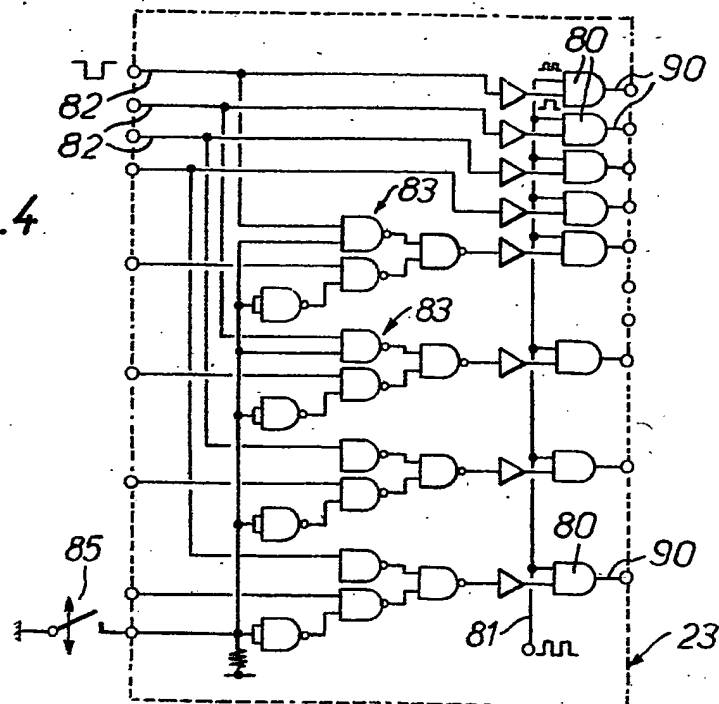


FIG. 5

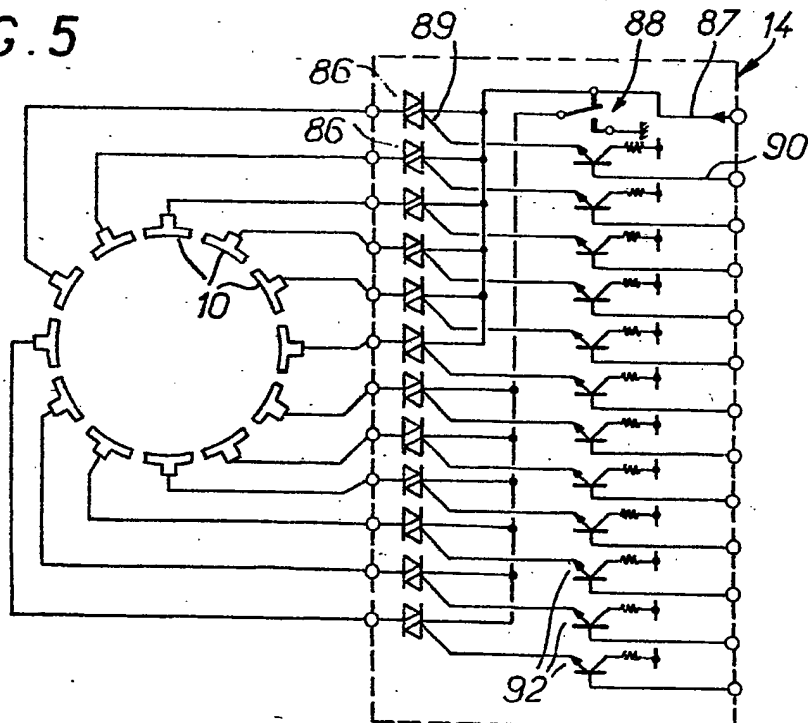


FIG. 6

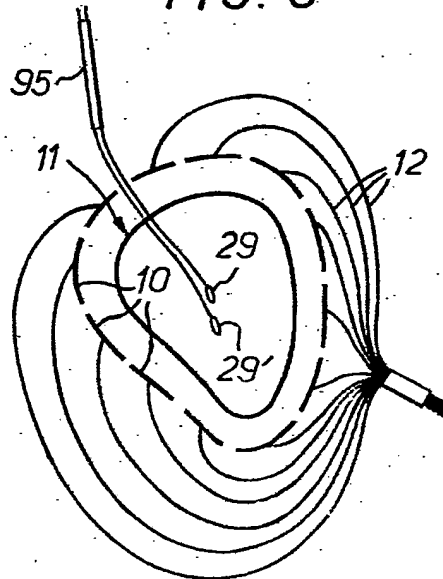


FIG. 8

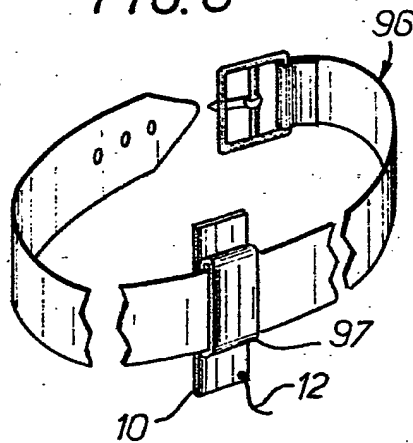


FIG. 9

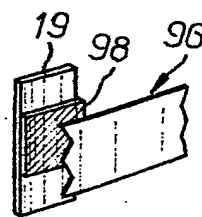


FIG. 10

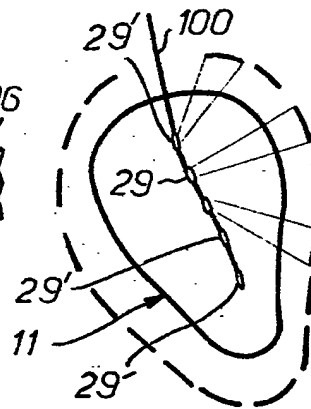


FIG. 7

